

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-155843
(43)Date of publication of application : 03.07.1991

(51)Int.Cl. A61B 8/00
G01N 29/26

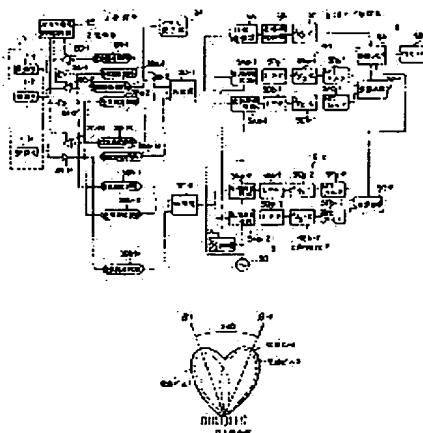
(21)Application number : 01-294991 (71)Applicant : TOSHIBA CORP
TOSHIBA MEDICAL ENG CO LTD
(22)Date of filing : 15.11.1989 (72)Inventor : SHIKI EIICHI

(54) ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To execute parallel simultaneous reception with high sensitivity and to obtain a high picture quality by providing a control means for executing weighting to transmission amplitude of each vibrator of an ultrasonic probe on a transmitting means.

CONSTITUTION: A transmitting system 2 is provided with a pulser voltage control circuit 2D being a control means for controlling an output voltage of pulsers 2C-1 to 2C-M for driving vibrators 1-1 to 1-M, and the output voltage of the pulsers 2C-1 to 2C-M is varied at every vibrator 1-1 to 1-M of an ultrasonic probe 1. As a result, weighting is executed to transmission amplitude of each vibrator. When a pulse having a driving voltage corresponding to a transmission amplitude characteristic to such a vibrator is outputted and the vibrators 1-1 to 1-M is driven, a transmitting beam from the ultrasonic probe 1 has a bimodality response. As a result, at the time of parallel simultaneous reception, the transmitting beam direction of a heart shape of a full line is turned in the receiving beam direction of a dotted line, and the sensitivity is improved.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

⑨ 日本国特許庁 (JP) ⑩ 特許出願公開
⑪ 公開特許公報 (A) 平3-155843

⑫ Int. Cl. 5

A 61 B 8/00
G 01 N 29/26

識別記号

503

庁内整理番号

7437-4C
6928-2G

⑬ 公開 平成3年(1991)7月3日

審査請求 未請求 請求項の数 5 (全9頁)

⑭ 発明の名称 超音波診断装置

⑮ 特 願 平1-294991

⑯ 出 願 平1(1989)11月15日

⑰ 発明者 志岐 栄一 栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メディカルエンジニアリング株式会社内

⑲ 出願人 株式会社東芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

⑳ 出願人 東芝メディカルエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番の1

㉑ 代理人 弁理士 鈴江 武彦 外3名

明細書

1. 発明の名称

超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

(1) 複数の超音波振動子をアレイ状に配列してなる超音波探触子を送信手段により駆動することにより被検体に対し超音波を送波し該被検体からの反射超音波を、異なる方向からこの異なる方向に対応して設けられた複数の受信手段に前記超音波探触子を介して同時に受波し、これらの受波信号を収集して超音波情報を得る超音波診断装置において、前記送信手段に超音波探触子の各振動子の送信振幅に対して重み付けを行なう制御手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

(2) 前記制御手段は、振動子を駆動する駆動電圧を、超音波探触子の各振動子毎に変化することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

(3) 前記制御手段は、振動子を駆動するバースト波数を、超音波探触子の各振動子毎に変化することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

(4) 前記制御手段は、振動子を駆動するバースト波のデューティ比を、超音波探触子の各振動子毎に変化することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

(5) 超音波探触子の各振動子の一部を選択することにより振動子の開口の大きさを変化する手段を送信手段に備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

[発明の目的]

(産業上の利用分野)

本発明は、超音波探触子を送信手段により駆動することにより被検体に対し超音波を送波し該被検体からの反射超音波を異なる方向からこの異なる方向に対応して設けられた複数の受信手段に前記超音波探触子を介して同時に受波しこれらの受波信号を収集して超音波情報を得る超音波診断装置に関する。

(従来の技術)

超音波パルスを生体内に送波し、該生体内の

各組織からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、X線のような照射障害がなく、しかも造影剤なしで軟部組織の診断ができる利点を有している。最近の超音波診断装置における超音波探触子は、配列形（アレイ型ともいう。）圧電振動子が用いられている。この超音波探触子の各振動子を駆動信号により駆動して超音波を発生させ、この超音波を生体内に送波する。そしてこの生体内から前記同一振動子に帰られる受信信号に所定の遅延時間を与えることにより、超音波ビームを所定の距離（位置）に集束させて、解像度の優れた断層像を得るようにしている。

第10図は従来のセクタ電子走査型超音波診断装置を示す概略ブロック図である。まずパルス発生器2Aから生体内に送波される超音波パルスの間隔を決定する繰り返しパルスが、送信遅延回路2B-1～2B-Mに出力される。この繰り返しパルスは送信遅延回路2B-1～2B-Mにより送信超音波の送波方向と集束点から決定される所定の遅延時間が与えられた後、振動子駆動回路

次にCFM処理系5では加算器3Cの出力は位相検波回路5Aa及び5Abにより超音波信号の周波数とほぼ同一の周波数を有する基準信号との間で直交位相検波され、これら90°位相の異なる位相検波出力はそれぞれローバスフィルタ(L·P·F)5Da, 5Db及びA/D-C5Ea, 5Ebを介して図示しないバッファメモリに記憶される。

ドプラ信号を得る場合には、同一場所を所定間隔で走査して得られる血球からの反射信号の単位時間内の位相シフト量（ドプラシフト量）から血流速度を求める。例えば振動子の選択と送受信のビーム集束用遅延回路をまったく同一として10回同一場所を走査し、このとき得られた受信信号を上記同様にドプラ用バッファメモリに順次記憶していく。

次にこのようにして同一場所を10回走査し得られた生体内的反射信号から所定の深さにおける血球の速度を検出す。このとき各々の反射信号には血球のように移動している物体からの反射と

（以下バルサという。）2C-1～2C-Mに送られ駆動パルスが形成される。この駆動パルスは、M本の超音波振動子1-1～1-Mを駆動すると、発生した超音波は図示しない生体内に送波される。

一方、生体内から反射された超音波ビームは、前記超音波振動子1-1～1-Mにより受信され、さらにプリアンプ3A-1～3A-Mに送られ、さらに受信遅延回路3B-1～3B-Mに送られる。ここで前記送信用遅延回路2B-1～2B-Mにおいて与えられた遅延時間と略同一の遅延時間が与えられ、加算器3Cにおいて他の振動子からの受信信号と加算される。

この加算器3Cの出力信号は、一方はBモード処理系4へ、またもう一方はCFM（カラーフローマッピング）処理系5へ送られて所定の信号処理が行なわれる。

前記Bモード処理系4では対数増幅器4Aにおいて振幅が対数変換された後、包絡線検波回路4Bにより受信信号の包絡線が検出され、A/D-C4Cを介して画像メモリ6Aに記憶される。

血管型のようにほとんど移動しない固定物体からの反射波が混在しており、しかも反射強度は後者が支配的になっている。但し血球からの反射波の周波数はドプラシフトが生じているのに対し、固定反射体からの反射波（クラック信号）にはほとんどドプラシフトが生じていない。このドプラシフトの差を利用してクラック信号を取り除くために所定の深さにおいて得られた10個の信号をMTIフィルタ5Fa, 5Fbに取り込み、ドプラ成分のみを抽出する。

MTIフィルタ5Fa, 5Fbによりクラック成分は除去され、血球からの反射波のみが演算回路5Gに送られる。ここでは所定の深さの1.0個のデータを用いて周波数分析が行なわれ、そのスペクトルの中心あるいは広がり（分散）が算出され、その値が画像メモリ6A内部の血流信号メモリ内に記憶される。このようにして所定の方向に超音波ビームを送受信して断層像用信号とドプラ信号が得られる。

次に送信及び受信遅延回路の遅延量を変えるこ

とにより、方向を変えて、超音波の送受信が行なわれる。この送受信方向での断層像用信号とドップラ信号が前記同様に得られ、これらは各々断層像メモリと血流信号メモリに記憶される。このようにすることによって、生体内が走査される。

また所定の場所を流れる血流速度を測定するには同一場所からのデータ数が多いほど計測精度が良いことが知られており、とくにクラック信号を十分押さえる必要がある場合（例えばクラック信号成分が極めて大きい場合やドップラ信号周波数がクラック信号周波数に接近している場合）にはデータ数をより多くする必要がある。このため一枚の血流画像をつくるのにBモード画像と比べて時間がかかり、リアルタイム性が極端に損なわれる。

そこで、このリアルタイム性を改善する方法として並列同時受信法が提案されている。

第11図は前記並列同時受信法を示す概略図である。送信方向 α に対して受信方向が $\beta-1$ 、 $\beta-2$ の2方向となるように受信回路を構成する。但しこの場合 $\beta-1$ 方向と $\beta-2$ 方向の各々の方

すなわち受信ビーム方向 $\beta-1$ 、 $\beta-2$ は送信ビーム方向 α に対して、 $\pm\Delta\theta$ だけ傾いているため、送受信ビーム同一方向の場合に比較して、受信ビーム方向の感度は劣化してしまうという問題があった。

そこで本発明の目的は、送信ビームパターンを複数方向の受信ビームパターンに近づけ、感度良く並列同時受信を行ない、高画質を得る超音波診断装置を提供することにある。

[発明の構成]

(課題を解決する為の手段)

本発明は上記の課題を解決し目的を達成する為に次のような手段を講じた。第1の発明は、複数の超音波振動子をアレイ状に配列してなる超音波探触子を送信手段により駆動することにより被検体に対し超音波を送波し該被検体からの反射超音波を、異なる方向からこの異なる方向に対応して設けられた複数の受信手段に前記超音波探触子を介して同時に受波し、これらの受波信号を収集して超音波情報を得る超音波診断装置において、

向に対して受信指向性を有した2系統の受信整相加算器が必要となる。受信ビーム方向は送信ビーム方向に対して $\pm\Delta\theta$ だけ傾いた方向から同時に受信する方法であり、この方法によって $2\Delta\theta$ だけ隣接した2つの方向の走査が同時に完了する。このように並列同時受信法は、複数個の受信系を用いることにより達成できる。

(発明が解決しようとする課題)

しかしながら、従来の並列同時受信法にあっては、次のような問題がある。以下、この問題点について説明する。第11図(a)は振動子の開口上の送信振幅分布を示す図である。同図に示すように送信振幅は振動子方向に対し一定値となっている。

$$y_1(x) = A_1 \quad \dots (1)$$

上式において y_1 は送信振幅であり、 A_1 は定数である。 $2a$ は開口の大きさであり、開口は $-a \leq x \leq a$ の範囲となっている。

このような送信振幅である場合には、送信ビームは前記第11図(b)に示すようになる。

前記送信手段に超音波探触子の各振動子の送信振幅に対して重み付けを行なう制御手段を備えたことを特徴とする。

第2の発明として制御手段は、振動子を駆動する駆動電圧を、超音波探触子の各振動子毎に変化することを特徴とする。

第3の発明として制御手段は、振動子を駆動するバースト波数を、超音波探触子の各振動子毎に変化することを特徴とする。

第4の発明として制御手段は、振動子を駆動するバースト波のデューティ比を、超音波探触子の各振動子毎に変化することを特徴とする。

第5の発明として超音波探触子の各振動子の一部を選択することにより振動子の開口の大きさを変化する手段を、送信手段に備えたことを特徴とする。

(作用)

このような手段を講じたことにより、次のような作用を有する。各振動子の送信振幅に対して適切な重み付け（ウェイティング）を行なえば、

送信ビームパターンは複数方向の受信ビームパターンに近づくので、感度を良好とすることができる。これにより超音波画像の画質を向上できる。例えば前記重み付けは超音波探触子の各振動子毎に振動子を駆動する駆動電圧、バースト波数、バースト波のデューティ比を変化することにより行なうことができる。また超音波探触子の各振動子の一部を選択することにより振動子の開口の大きさを変化するので、送信ビームパターンを広げることができます。

(実施例)

以下、本発明の具体的な実施例について説明する。第1図は本発明に係る超音波診断装置の一実施例としてセクタ電子走査型超音波診断装置の概略ブロック図、第2図は前記第1図におけるパルサからのパルス出力信号を示す図である。なお第10図に示す部分と同一部分は同一符号を付しその詳細は省略する。本実施例では血流イメージング処理を行なう超音波診断装置を説明する。

超音波診断装置は、被検体からの反射超音波を

る。そして振動子 $1-1-1-M$ に得られた受信信号は、異なる2方向から同時に受信すべく2系統の受信遅延回路 $3B_a-1 \sim 3B_a-M$ 、 $3B_b-1 \sim 3B_b-M$ により、前記2方向に対応した遅延時間が与えられた後、加算器 $3C-1$ 、 $3C-2$ によりそれぞれ加算される。

これら2方向からの信号は、2系統のCFM処理系 $5-1$ 、 $5-2$ に入力される。そしてそれぞれのCFM処理系 $5-1$ 、 $5-2$ において、位相検波回路 $5A$ 、 L 、 P 、 F 、 $5D$ 、 A/D 変換器 $5E$ を介して一旦図示しないメモリに記憶される。このような走査が同一場所において、例えば10回程度行なわれ、その度ごとに前記メモリに順次記憶される。

次に得られた各々の10ヶの信号から各MTIフィルタでクラッタ成分を除去した後、従来と同様に血流情報を得る演算が演算回路 $5G-1$ 、 $5G-2$ で行なわれ、それぞれの値が画像メモリ $6A$ に記憶される。このようにして2方向の走査が同時に行なわれ、リアルタイム性に優れた血流

2方向同時受信しこれをそれぞれ処理すべく、2系統からなる受信手段としての受信遅延回路 $3B_a-1 \sim 3B_a-M$ 、 $3B_b-1 \sim 3B_b-M$ と、加算器 $3C-1$ 、 $3C-2$ と、Bモード処理系 4 と、CFM処理系 $5-1$ 、 $5-2$ とを備えている。また送信系 2 には振動子 $1-1-1-M$ を駆動するパルサ $2C-1 \sim 2C-M$ の出力電圧を制御する制御手段としてのパルサ電圧制御回路 $2D$ が設けられている。

前記パルサ電圧制御回路 $2D$ は、パルサ $2C-1 \sim 2C-M$ の出力電圧を、第2図に示すように超音波探触子 1 の各振動子 $1-1-1-M$ 毎に変化するものとなっている。その結果、各振動子の送信振幅に対して重み付け(ウェイティング)を行なうことができるものとなっている。

次に前記実施例の作用について説明する。まずM素子の振動子を有するアレイ超音波探触子 1 をパルサ $2C-1 \sim 2C-M$ により駆動して、所定の方向に超音波ビームを送信する。受信時には、反射超音波を振動子 $1-1-1-M$ により受信す

画像が得られる。

次に本発明の特徴である送信ビームパターンについて詳細に説明する。第3図は2方向同時受信でビームをほぼ正面方向に設定した場合におけるアレイ振動子開口上の送信振幅分布と送信ビームパターンを模式的に示す概略図である。ここでは振動子 $1-1-1-M$ の開口上の送信振幅分布は、中央付近に対して端縁が小さい値となっており、式で表すならば、(2)式に示すようになっている。

$$y_1(x) = A_1 \cos Bx \quad \dots (2)$$

ここで x は $|x| \leq \frac{\pi}{2}$ である。

パルサ電圧制御回路 $2D$ を用いてこのような振動子の送信振幅特性に対応する駆動電圧を、すなわちウェイティングが大きい場合には大きい駆動電圧を有するパルスを、パルサ $2C-1 \sim 2C-M$ から出力し振動子 $1-1-1-M$ を駆動すると、超音波探触子 1 からの送信ビームは双峰性を有するようになる。ここで送信ビーム方向を $\pm \Delta \theta_2$ とすると、

$$B = 2\pi \cdot s \sin \Delta \theta_2 / \lambda \quad \cdots (3)$$

の関係がある。

ここで s は超音波信号の波長である。 (3) 式において $\Delta \theta_2 - \Delta \theta$ とおいて B の値を決定し、 (2) 式を決定する。このようにすれば、並列同時受信時に第3図(b)に示すように実線で示すハート形状をなす送信ビーム方向を、点線で示す受信ビーム方向に向けることができる。感度を向上することができる。これにより超音波画像の画質を向上できる。

次に本発明の第2の実施例について説明する。第4図は本発明の第2の実施例の主要部を示す概略図、第5図は前記第4図におけるパルサからのパルス出力信号を示す図である。本実施例は、前記第1の実施例に対して、パルサー $2C-1 \sim 2C-M$ から出力されるバースト波数を、超音波探触子1の各振動子 $1-1 \sim 1-M$ 毎に変化する制御手段としてのバースト波数設定回路 $2E-1 \sim 2E-M$ をパルス発生器 $2A$ と送信遅延回路 $2B-1 \sim 2B-M$ との間に設けたことを特徴とする。

すなわちデューティー比設定回路 $2F-1 \sim 2F-M$ を用いて前記第3図に示す振動子の送信振幅特性に対応する第7図に示すようなバースト波のデューティー比を、パルサー $2C-1 \sim 2C-M$ から出力し振動子 $1-1 \sim 1-M$ を駆動する。例えばウェイティングが最大のポイントでデューティー比を50%にしておき、ウェイティングが小さくなるほどデューティー比を下げていくと、送信ビームは双峰性を有するようになるので、前記同様な効果が得られる。

次に本発明の第4の実施例について説明する。第8図は本発明の第4の実施例の主要部を示す概略図、第9図は2方向同時受信ビームパターンと振動子の開口変化による送信ビームパターン特性を示す概略図である。第8図に示す実施例は、送信振幅ウェイティングの特別な場合として、送信時に駆動する振動子数を減少して開口幅を狭くしたものである。

すなわち、切換スイッチ $2G$ により超音波探触

するものである。

すなわちバースト波数設定回路 $2E-1 \sim 2E-M$ を用いて前記第3図に示す振動子の送信振幅特性に対応する出力、すなわち第5図に示すようにウェイティングが大きいほど、増加したバースト波数を、パルサー $2C-1 \sim 2C-M$ から出力し振動子 $1-1 \sim 1-M$ を駆動すると、送信ビームは双峰性を有するようになるので、前記同様な効果が得られる。

次に本発明の第3の実施例について説明する。第6図は本発明の第3の実施例の主要部を示す概略図、第7図は前記第6図におけるパルサからのパルス出力信号を示す図である。本実施例は、前記第1の実施例に対して、パルサー $2C-1 \sim 2C-M$ から出力されるバースト波のデューティー比(第7図において T_1/T_2)を、超音波探触子1の各振動子 $1-1 \sim 1-M$ 毎に変化する制御手段としてのデューティー比設定回路 $2F-1 \sim 2F-M$ をパルス発生器 $2A$ と送信遅延回路 $2B-1 \sim 2B-M$ との間に設けたことを特徴と

子1の各振動子 $1-1 \sim 1-M$ の一部を選択することにより振動子の開口の大きさを変化させる。

具体的には第9図(a)に示すように受信時の振動子の開口が $2a$ であるとすると、送信時の振動子の開口の大きさは、 $2b$ ($b < a$)である。また送信振幅は

$$y_1(x) = A, \quad (|x| \leq b) \\ y_1(x) = 0, \quad (b < |x| < a) \quad \cdots (4)$$

と表される。この場合には、第9図(b)に示すように送信ビームは正面を向いているが、開口が狭いことから、送信ビーム幅は太くなる。これにより第11図に示す従来の方法と比較して、受信ビーム方向の感度を向上できる。

なお本発明は上述した実施例に限定されるものではない。上述した実施例においては、送信振幅のウェイティングの関数として、(2)式乃至(4)式を用いたが、これに限定されることなく、その他の関数であっても良い。またウェイティングをかける手段も上述した実施例に限定されるものではない。

さらには上記実施例では2方向同時受信について説明したが、それ以上の複数方向同時受信であっても良い。また実施例ではセクタ電子走査型超音波診断装置を説明したが、たとえばリニア電子走査型超音波診断装置であっても良い。また上述した実施例では血流イメージング処理系を用いて説明したが、Bモード処理系に対しても上記同様に適用できる。このほか本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能であるのは勿論である。

【発明の効果】

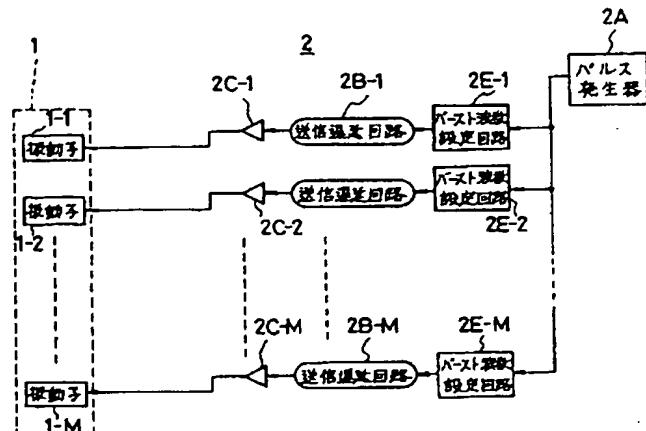
本発明によれば、各振動子の送信振幅に対して適切な重み付け（ウェイティング）を行なえば、送信ビームパターンは複数方向の受信ビームパターンに近づくので、感度を良好とすることができ、これにより超音波画像の画質を向上できる。例えば前記重み付けは超音波探触子の各振動子毎に振動子を駆動する駆動電圧、バースト波数、バースト波のデューティ比を変化することにより行なうことができる。また超音波探触子の各振動子の一部を選択することにより振動子の開口の大きさを

変化させるので、送信ビームパターンを広げることができる超音波診断装置を提供できる。

4. 図面の簡単な説明

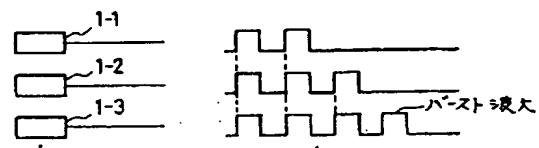
第1図は本発明に係る超音波診断装置の一実施例を示す概略ブロック図、第2図は前記第1図におけるパルサからのパルス出力信号を示す図、第3図は2方向同時受信ビームパターンとウェイティングによる送信ビームパターン特性を示す概略図、第4図は本発明の第2の実施例の主要部を示す概略図、第5図は前記第4図におけるパルサからのパルス出力信号を示す図、第6図は本発明の第3の実施例の主要部を示す概略図、第7図は前記第6図におけるパルサからのパルス出力信号を示す図、第8図は本発明の第4の実施例の主要部を示す概略図、第9図は2方向同時受信ビームパターンと振動子の開口変化による送信ビームパターン特性を示す概略図、第10図は従来の超音波診断装置の一例を示す概略ブロック図、第11図は従来の送信及び受信ビームパターン特性を示す概略図である。

1…超音波探触子、2…送信系、2A…パルス発生器、2B…送信遅延回路、2C…パルサ、2D…パルサ電圧制御回路、2E…バースト波数設定回路、2F…デューティ比設定回路、2G…切換スイッチ、3A…プリアンプ、3B…RDL（受信遅延回路）、3C…加算器、4…Bモード処理系、5…CFM処理系、6…表示系。

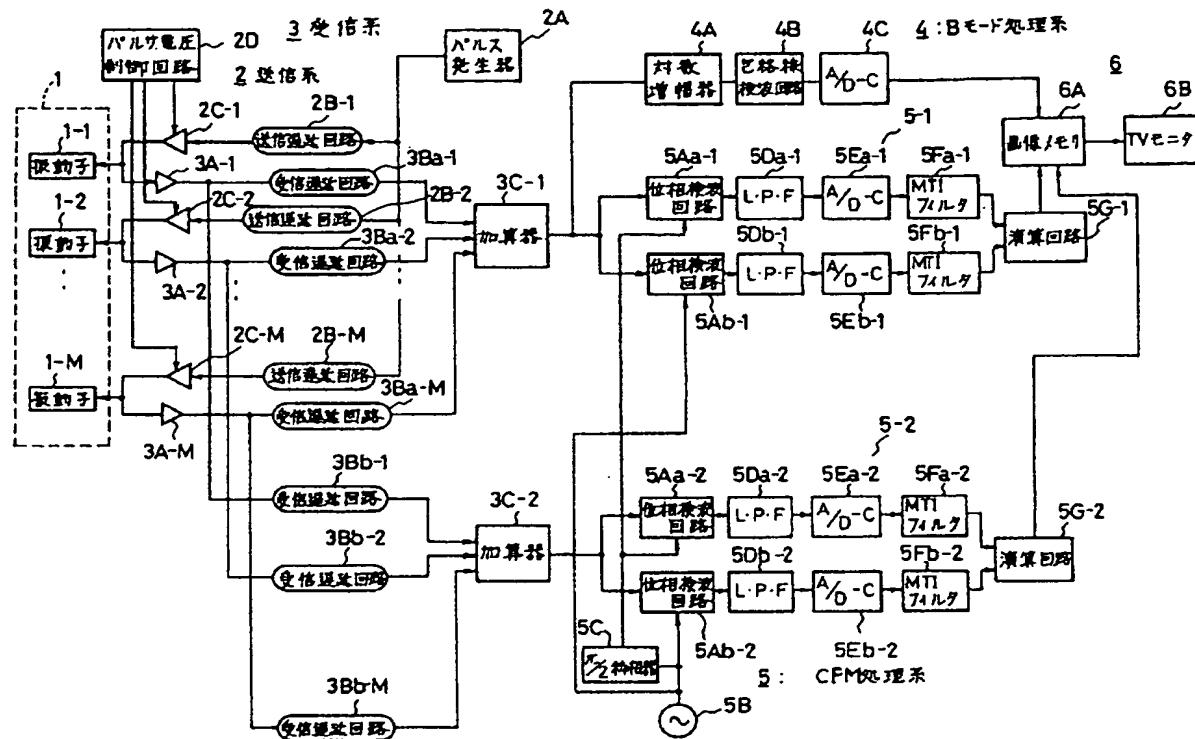


第4図

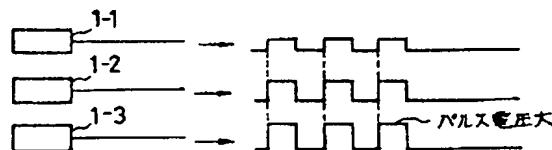
出願人代理人 弁理士 鈴江武彦



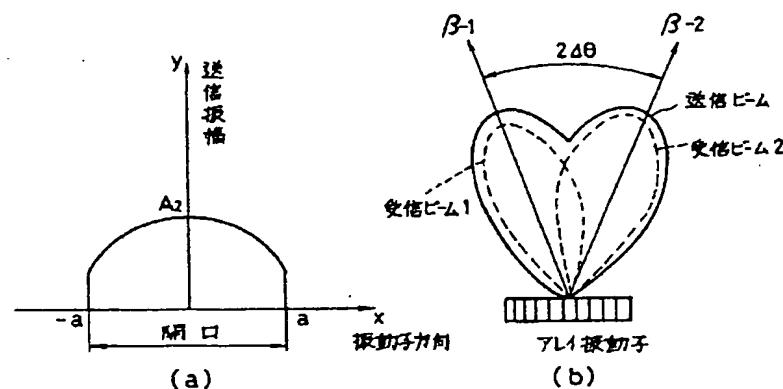
第5図



第 1 図

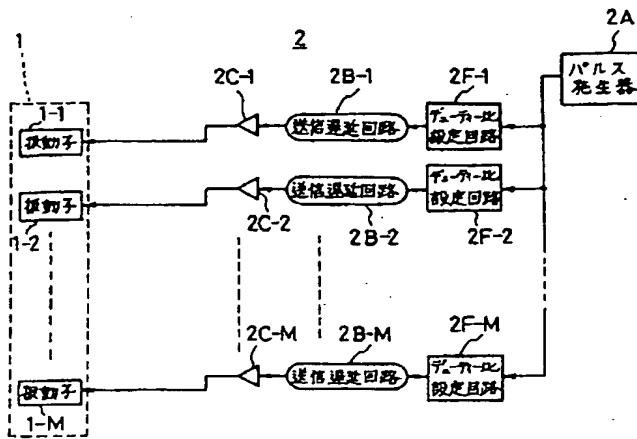


第 2 図

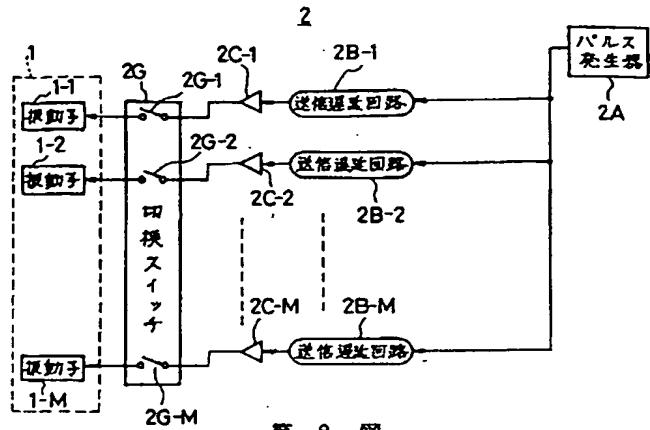


第 3 図

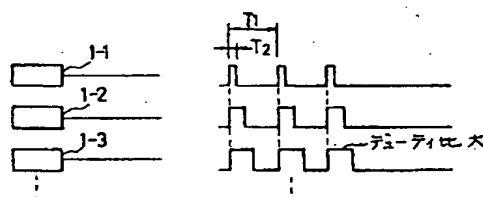
BEST AVAILABLE COPY



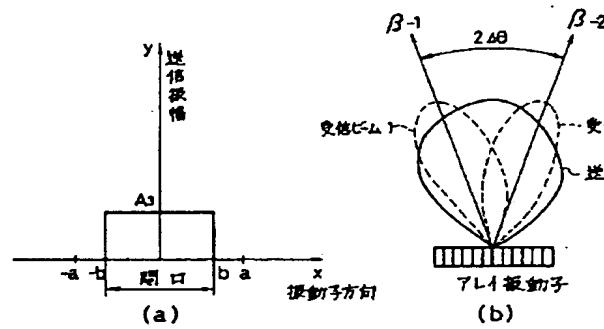
第 6 図



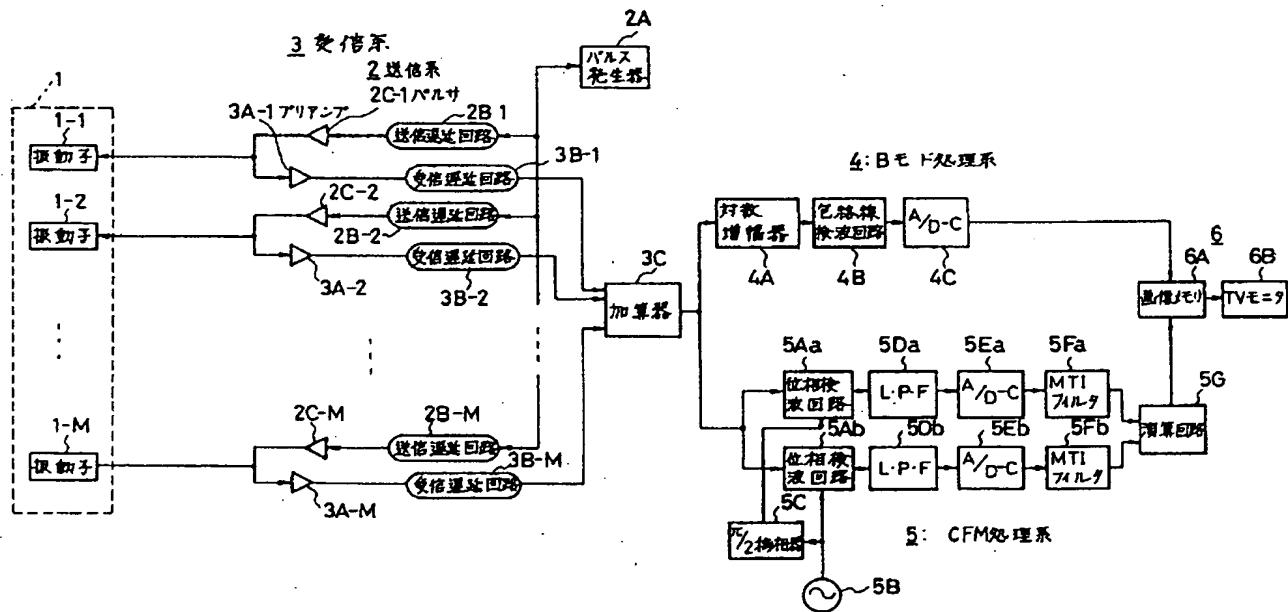
第 8 図



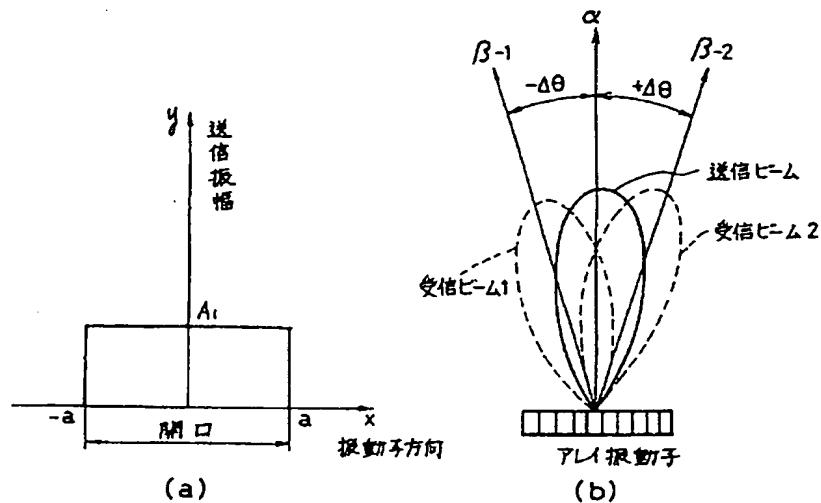
第 7 図



第 9 図



第 10 図



第 11 図